

Docket No.: 58647-180

PATENT

**IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE**

In re Application of : Customer Number: 20277  
: Confirmation Number:  
Katsumi TAKEHARA :  
Serial No.: Group Art Unit:  
: Examiner:  
Filed: February 27, 2004 :  
:

For: BODY COMPOSITION ESTIMATION METHOD AND BODY COMPOSITION MEASURING APPARATUS

**CLAIM OF PRIORITY AND**  
**TRANSMITTAL OF CERTIFIED PRIORITY DOCUMENT**

Mail Stop CPD  
Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, VA 22313-1450

Sir:

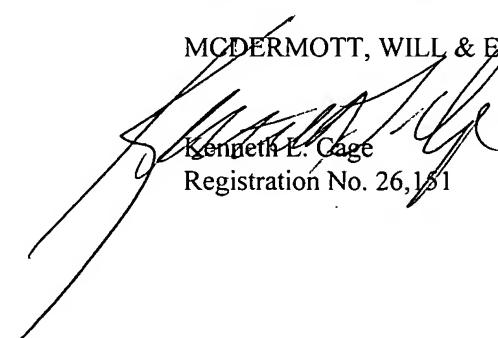
In accordance with the provisions of 35 U.S.C. 119, Applicant hereby claim the priority of:

**Japanese Patent Application No. JP 2003-052257, filed on February 28, 2003.**

cited in the Declaration of the present application. A certified copy is submitted herewith.

Respectfully submitted,

MCDERMOTT, WILL & EMERY

  
Kenneth E. Cage  
Registration No. 26,151

600 13<sup>th</sup> Street, N.W.  
Washington, DC 20005-3096  
(202) 756-8000 KLC:gav  
Facsimile: (202) 756-8087  
Date: February 27, 2004

日本国特許庁  
JAPAN PATENT OFFICE

OP 03/12  
58647-180  
Katsumi TAKEHARA  
February 27, 2004

McDermott, Will & Emery

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されて  
いる事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed  
with this Office.

出願年月日  
Date of Application: 2003年 2月28日

出願番号  
Application Number: 特願2003-052257

[ST. 10/C]: [JP2003-052257]

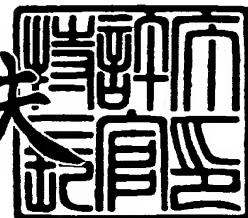
出願人  
Applicant(s): 株式会社タニタ

（捺印）

2003年12月17日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今井康夫



【書類名】 特許願  
【整理番号】 P0372  
【あて先】 特許庁長官殿  
【国際特許分類】 A61B 5/05  
【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町1丁目14番2号  
株式会社タニタ内

【氏名】 竹原 克

【特許出願人】

【識別番号】 000133179  
【氏名又は名称】 株式会社タニタ  
【代表者】 谷田 大輔

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 057369  
【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1  
【物件名】 図面 1  
【物件名】 要約書 1  
【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 体組成推定法及び体組成測定装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体に印加する電流のパラメータ値と測定された電圧のパラメータ値とから測定部位の生体電気インピーダンスのパラメータを算出する生体電気インピーダンス測定法において、

所定の周波数において測定された生体電気インピーダンスのパラメータ値に含まれている細胞内外液の比率を表すパラメータを用いて、測定された生体電気インピーダンスのパラメータ値を補正し、補正後のパラメータ値を基に体組成の推定を行う体組成推定法。

【請求項 2】 前記所定の周波数が、体組成の推定を行うために生体に印加した電流の周波数である請求項 1 に記載の体組成推定法。

【請求項 3】 前記所定の周波数が、体組成の推定を行うために生体に印加した電流の周波数と異なる周波数である請求項 1 に記載の体組成推定法。

【請求項 4】 前記補正される生体電気インピーダンスのパラメータは生体電気インピーダンスの絶対値、生体電気インピーダンスベクトル値、または、生体電気インピーダンスベクトルの抵抗成分値のいずれかである請求項 1 に記載の体組成推定法。

【請求項 5】 前記細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパラメータにより補正される生体電気インピーダンスに関するパラメータを  $P'$  としたとき、

$$P' = f(P, \alpha) = K \cdot P^A \cdot \alpha^B + C$$

ただし、

$f(P, \alpha)$  : パラメータ  $P$ 、 $\alpha$  で表される補正関数

$P'$  : 補正された生体電気インピーダンスに関するパラメータ

$P$  : 測定された生体電気インピーダンスに関するパラメータ

$\alpha$  : 細胞内外液比を表す生体電気インピーダンスに関するパラメータ

$A$ 、 $B$ 、 $C$ 、 $K$  : 定数

の補正式で算出されることを特徴とする請求項 2 に記載の体組成推定法。

【請求項 6】 前記細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパラメータ  $\alpha$  は、生体電気インピーダンス測定時に、生体へ印加される交流電流波形と測定された測定電圧波形の位相差：  $\phi$  を用いて、

$$\alpha = 1 / \phi$$

であることを特徴とする請求項 5 に記載の体組成推定法。

【請求項 7】 前記細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパラメータ  $\alpha$  は、生体電気インピーダンス測定時に、生体へ印加される交流電流波形と測定された測定電圧波形の位相差：  $\phi$  を用いて、

$$\alpha = 1 / \tan (\phi)$$

であることを特徴とする請求項 5 に記載の体組成推定法。

【請求項 8】 前記細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパラメータ  $\alpha$  は、補正される生体電気インピーダンスに関するパラメータ自身に含まれるか、或いは、その他の周波数において測定された生体電気インピーダンスに関するパラメータに含まれるパラメータより、

$$\alpha = R / X$$

ここで、

R：生体電気インピーダンスの抵抗成分

X：生体電気インピーダンスのリアクタンス成分

であることを特徴とする請求項 5 に記載の体組成推定法。

【請求項 9】 前記細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパラメータ  $\alpha$  は、補正される生体電気インピーダンスの測定周波数に比べ高い周波数および低い周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータであるか、もしくは、そのどちらかが補正される生体電気インピーダンスに関するパラメータである生体電気インピーダンスの絶対値、または、生体電気インピーダンスの抵抗成分値より、

$$\alpha = \frac{P_{high}}{P_{low}}$$

ここで、

P\_high : 高い方の周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータ  
 P\_low : 低い方の周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータ  
 であることを特徴とする請求項 5 に記載の体組成推定法。

【請求項 10】 前記細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパラメータ  $\alpha$  は、補正される生体電気インピーダンスの測定周波数に比べ高い周波数および低い周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータであるか、もしくは、そのどちらかが補正される生体電気インピーダンスに関するパラメータである生体電気インピーダンスの絶対値、または、生体電気インピーダンスの抵抗成分値より、

$$\alpha = \frac{P_{low}}{P_{low} - P_{high}}$$

ここで、

P\_high : 高い方の周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータ  
 P\_low : 低い方の周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータ  
 であることを特徴とする請求項 5 に記載の体組成推定法。

【請求項 11】 前記細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパラメータ  $\alpha$  は、補正される生体電気インピーダンスの測定周波数に比べ高い周波数および低い周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータであるか、もしくは、そのどちらかが補正される生体電気インピーダンスに関するパラメータである生体電気インピーダンスの絶対値、または、生体電気インピーダンスの抵抗成分値より、

$$\alpha = \frac{P_{high}}{P_{low} - P_{high}}$$

ここで、

P\_high : 高い方の周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータ  
 P\_low : 低い方の周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータ  
 であることを特徴とする請求項 5 に記載の体組成推定法。

【請求項 12】 前記細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパラメータ  $\alpha$  は、複数の周波数による生体電気インピーダンス測定値により

求められた、周波数0Hzの時の生体電気インピーダンス値R0、および、周波数無限大の時の生体電気インピーダンス値Rinfより、

$$\alpha = R_{inf} / R_0$$

であることを特徴とする請求項5に記載の体組成推定法。

**【請求項13】** 前記細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパラメータ $\alpha$ は、複数の周波数による生体電気インピーダンス測定値により求められた、周波数0Hzの時の生体電気インピーダンス値R0、および、周波数無限大の時の生体電気インピーダンス値Rinfを基に算出される細胞内液抵抗値：Riおよび細胞外液抵抗値：Reを用い、

$$\alpha = R_i / R_e$$

であることを特徴とする請求項5に記載の体組成推定法。

**【請求項14】** 生体に電流を印加する電流印加手段と、電圧を測定する電圧測定手段と、印加した電流と測定した電圧から測定部位の生体電気インピーダンスに関するパラメータを算出する生体電気インピーダンス算出手段とを有し、

所定の周波数において測定された生体電気インピーダンスのパラメータ値に含まれている細胞内外液の比率を表すパラメータを用いて、測定された生体電気インピーダンスに関するパラメータ値を補正し、その補正された生体電気インピーダンスに関するパラメータ値を基に体組成に関する指標を算出する体組成演算手段からなる体組成測定装置。

**【請求項15】** 前記所定の周波数が、体組成の推定を行うために生体に印加した電流の周波数である請求項14に記載の体組成測定装置。

**【請求項16】** 前記所定の周波数が、体組成の推定を行うために生体に印加した電流の周波数と異なる周波数である請求項14に記載の体組成測定装置。

**【請求項17】** 前記補正手段で補正される生体電気インピーダンスのパラメータは生体電気インピーダンスの絶対値、生体電気インピーダンスベクトル値、または、生体電気インピーダンスベクトルの抵抗成分値のいずれかであることを特徴とする請求項14に記載の体組成測定装置。

**【請求項18】** 前記補正手段における生体インピーダンスに関するパラメータの補正が、前記細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパ

ラメータにより補正された生体電気インピーダンスに関するパラメータを  $P'$  としたとき、

$$P' = f(P, \alpha) = K \cdot P^A \cdot \alpha^B + C$$

ただし、

$f(P, \alpha)$  : パラメータ  $P, \alpha$  で表される補正関数

$P'$  : 補正された生体電気インピーダンスに関するパラメータ

$P$  : 測定された生体電気インピーダンスに関するパラメータ

$\alpha$  : 細胞内外液比を表す生体電気インピーダンスに関するパラメータ

$A, B, C, K$  : 定数

の補正式で算出されることを特徴とする請求項 1 5 に記載の体組成測定装置。

【請求項 1 9】 前記細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパラメータ  $\alpha$  は、生体電気インピーダンス測定時に、前記電流印加手段から生体へ印加される交流電流波形と前記電圧測定手段で測定された測定電圧波形の位相差：  $\phi$  を用いて、

$$\alpha = 1 / \phi$$

であることを特徴とする請求項 1 8 に記載の体組成測定装置。

【請求項 2 0】 前記細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパラメータ  $\alpha$  は、生体電気インピーダンス測定時に、前記電流印加手段から生体へ印加される交流電流波形と前記電圧測定手段で測定された測定電圧波形の位相差：  $\phi$  を用いて、

$$\alpha = 1 / \tan(\phi)$$

であることを特徴とする請求項 1 8 に記載の体組成測定装置。

【請求項 2 1】 前記細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパラメータ  $\alpha$  は、補正される生体電気インピーダンスに関するパラメータ自身に含まれるか、或いは、その他の周波数において測定された生体電気インピーダンスに関するパラメータに含まれるパラメータより、

$$\alpha = R / X$$

ここで、

R：生体電気インピーダンスの抵抗成分

X：生体電気インピーダンスのリアクタンス成分

であることを特徴とする請求項18に記載の体組成測定装置。

【請求項22】 前記細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパラメータ $\alpha$ は、補正される生体電気インピーダンスの測定周波数に比べ高い周波数および低い周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータであるか、もしくは、そのどちらかが補正される生体電気インピーダンスに関するパラメータである生体電気インピーダンスの絶対値、または、生体電気インピーダンスの抵抗成分値より、

$$\alpha = \frac{P_{high}}{P_{low}}$$

ここで、

P<sub>high</sub>：高い方の周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータ

P<sub>low</sub>：低い方の周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータ

であることを特徴とする請求項18に記載の体組成測定装置。

【請求項23】 前記細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパラメータ $\alpha$ は、補正される生体電気インピーダンスの測定周波数に比べ高い周波数および低い周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータであるか、もしくは、そのどちらかが補正される生体電気インピーダンスに関するパラメータである生体電気インピーダンスの絶対値、または、生体電気インピーダンスの抵抗成分値より、

$$\alpha = \frac{P_{low}}{P_{low} - P_{high}}$$

ここで、

P<sub>high</sub>：高い方の周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータ

P<sub>low</sub>：低い方の周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータ

であることを特徴とする請求項18に記載の体組成測定装置。

【請求項24】 前記細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパラメータ $\alpha$ は、補正される生体電気インピーダンスの測定周波数に比べ高

い周波数および低い周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータであるか、もしくは、そのどちらかが補正される生体電気インピーダンスに関するパラメータである生体電気インピーダンスの絶対値、または、生体電気インピーダンスの抵抗成分値より、

$$\alpha = \frac{P_{high}}{P_{low} - P_{high}}$$

ここで、

$P_{high}$ ：高い方の周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータ  
 $P_{low}$ ：低い方の周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータであることを特徴とする請求項18に記載の体組成測定装置。

【請求項25】 前記細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパラメータ $\alpha$ は、複数の周波数による生体電気インピーダンス測定値により求められた、周波数0Hzの時の生体電気インピーダンス値 $R_0$ 、および、周波数無限大の時の生体電気インピーダンス値 $R_{inf}$ より、

$$\alpha = R_{inf} / R_0$$

であることを特徴とする請求項18に記載の体組成測定装置。

【請求項26】 前記細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパラメータ $\alpha$ は、複数の周波数による生体電気インピーダンス測定値により求められた、周波数0Hzの時の生体電気インピーダンス値 $R_0$ 、および、周波数無限大の時の生体電気インピーダンス値 $R_{inf}$ を基に算出される細胞内液抵抗値： $R_i$ および細胞外液抵抗値： $R_e$ を用い、

$$\alpha = R_i / R_e$$

であることを特徴とする請求項18に記載の体組成測定装置。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【0001】

##### 【発明の属する技術分野】

本発明は生体電気インピーダンス測定法における精度向上に関し、更には、その生体電気インピーダンス測定法に基づく体組成測定装置に関するものである。

##### 【0002】

## 【従来の技術】

生体電気インピーダンス測定法による体組成の推定は以下の原理による。

## 【0003】

図1に示すように生体中の電流が流れやすい部分は円柱状の導電体で表されると仮定する。更に、図1に示す様に、その導電体の長さ：L、断面積：S、抵抗率： $\rho$ 、体積：V、とすると、その導電体の上下端面間の抵抗：Rおよび体積：Vは次のようになる。

## 【0004】

$$R = \frac{\rho L}{S}$$

## 【0005】

$$V = S L$$

## 【0006】

ここで、断面積：Sは、

$$S = \frac{V}{L}$$

であることから、抵抗：Rは次のように表される。

## 【0007】

$$R = \rho \frac{L^2}{V}$$

## 【0008】

従って、体積：Vは、

$$V = \rho \frac{L^2}{R}$$

と求められる。

## 【0009】

また、このことから、

$$V \propto \frac{L^2}{R}$$

の関係があることがわかる。

#### 【0010】

以上のように生体中の導電体の体積、すなわち生体中における電流が流れやすい水分の体積：Vを推定することにより、様々な体組成を推定している。

#### 【0011】

上記のモデルでは生体は円柱であり、その中に体水分が一様に存在すると仮定している。しかし、実際の生体ではその中に存在する水分にも細胞間質液、血漿などからなる細胞外液を有する区画と、細胞膜により囲まれた細胞内液を有する区画の2種類の区画が存在する。また後者の細胞内液を有する区画を囲む細胞膜はごく薄い絶縁体と見なされる。この2種類の水分区画を持つ生体のモデルを2コンパートメントモデル (compartment model) と呼ばれており、このモデルを基に、生体は図2に示される細胞外液抵抗：R<sub>e</sub>、細胞内液抵抗：R<sub>i</sub>、及び細胞膜容量：C<sub>m</sub>からなる等価回路で表されると考える。

#### 【0012】

しかしながら、実際の生体は多種多様な細胞の集合体であり、図2に示される集中定数的な等価回路だけで表現することは困難であることから、Cole-Coleの円弧則を導入し、生体の電気的特性を表現している。

#### 【0013】

ここで、生体のインピーダンスベクトル軌跡が、Cole-Coleの円弧則に従うと仮定すると、任意の周波数における生体電気インピーダンスベクトル：Zは次のように表される。

#### 【0014】

$$Z(\omega) = R_{\infty} + \frac{R_0 - R_{\infty}}{1 + (j\omega\tau)^{\beta}}$$

ここで、

$\omega$ ：測定角周波数 ( $= 2\pi f$ 、 $f$ ：測定周波数)

$\tau$ ：円弧則の中心緩和定数

$\beta$ ：緩和時間の分布を表すパラメータ

R<sub>0</sub>：周波数0 Hzの時の抵抗値

R<sub>0</sub>：周波数が∞の時の抵抗値

【0015】

R<sub>0</sub>およびR<sub>∞</sub>と、図2で示されるR<sub>e</sub>およびR<sub>i</sub>の関係は、R<sub>0</sub>は周波数が0 Hzの時のインピーダンス値であるが、図2の等価回路に表されるようにこの値は抵抗成分のみとなり、

$$\lim_{\omega \rightarrow 0} Z(\omega) = R_0 = R_e$$

であり、さらに、R<sub>∞</sub>は周波数が∞の時のインピーダンス値であるが、上記と同様に、抵抗成分のみとなり、

$$\lim_{\omega \rightarrow \infty} Z(\omega) = R_\infty = \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}$$

となる。

【0016】

周波数が0 Hzの場合、電流は細胞内液区画を流れず全て細胞外液区画を流れる。従って周波数が0 Hzで測定される生体電気インピーダンスベクトル値は細胞外液に基づく値となる。

【0017】

また周波数が無限大で測定される生体電気インピーダンスベクトル値は細胞外液および細胞内液区画全体を流れることになるため、体全体の体水分、即ち総体水分量を表していると言える。

【0018】

よって細胞外液量（ECW）または総体水分量（TBW）は、それぞれ測定電流の周波数が0 Hz時の抵抗値R<sub>0</sub>、周波数が無限大の抵抗値R<sub>∞</sub>を用いて次のように表される。

## 【0019】

$$ECW \propto \frac{L^2}{R_0}$$

$$TBW \propto \frac{L^2}{R_\infty}$$

## 【0020】

同様に、図2の $R_e$ および $R_i$ を用いて、

$$ECW \propto \frac{L^2}{R_e}$$

$$TBW \propto \frac{L^2}{R_e R_i / R_e + R_i}$$

とも表される。

## 【0021】

また、細胞内液（ICW）は、体水分量より細胞外液量を減じたものである。

従って、

$$ICW = TBW - ECW$$

と表せる。

## 【0022】

以上のように2コンパートメントモデル及びCole-Coleの円弧則を用いることで細胞外液量、総体水分量、及び細胞内液量を推定することが可能となる。

## 【0023】

また、その細胞外液量、総体水分量、細胞内液量の項やその逆数と、体重、身長、年齢、性別などのパラメータより除脂肪量や筋肉量、体脂肪量および、細胞外液量、総体水分量、細胞内液量が体重に占める割合などを推定することも可能である。

## 【0024】

前記原理と、多周波数の測定電流を用いて生体電気インピーダンスを測定して

求められた周波数0 H z と周波数無限大時のR 0 およびR  $\infty$  の値に基づき体脂肪量、体内水分量を算出する装置が提案されている（例えば特許文献1）。

### 【0025】

また、人の体細胞量、除脂肪体重、体内総水分量の推測にリアクタンス値を含むインピーダンス値を用いる方法が開示されている（例えば特許文献2）。

### 【0026】

#### 【特許文献1】

特開平9-51884号公報

### 【0027】

#### 【特許文献2】

特許第3330951号明細書

### 【0028】

#### 【発明が解決しようとする課題】

生体電気インピーダンスの測定時に生体を流れる電流は、主として電解質成分を有し抵抗率の低い細胞外液区画および細胞内液区画を流れることになる。しかし、細胞内液区画はごく薄い絶縁膜と考えられる細胞膜により取り囲まれている。この絶縁膜は、図2の等価回路におけるコンデンサ（C m）として表され、直流電流は流れることができず、また、それ自身のインピーダンスは周波数に反比例して変化する。このため細胞内液区画を流れる電流の値は、その流れる電流の周波数に依存することとなる。

### 【0029】

一方、細胞外液区画については、図2の等価回路における細胞外液抵抗（R e）で表されるように、流れる電流の周波数に依存せずに一定の抵抗値を示すことになる。

### 【0030】

現在一般的な体水分あるいは体組成の測定方法である單一周波数による測定では、Cole-Coleの円弧則による特性周波数（ $1/2\pi\tau$ ）に近い周波数である50 k H z 近傍の周波数の電流を用いている。この周波数領域では、測定電流が細胞外液区画には十分に流れるが、細胞膜のインピーダンスの影響により細胞内液

区画には周波数無限大時に流れる電流の数分の1程度しか流れていらない。しかし、このような生体の電気的特性を十分考慮した上で、体水分及び体組成を評価することは可能である。だが、細胞外液区画が生体電気インピーダンスに及ぼす影響に比べ、細胞内液区画のそれは小さい為に様々な問題を引き起こしている。以下に、その例を記述する。

#### 【0031】

一般的に言って、細胞外液は血液、リンパ液、細胞間質液などから構成され、重力の影響などで比較的移動しやすく、反対に、細胞内液は細胞膜を通しての移動となるため、その移動には比較的長時間要する。このことは生体電気インピーダンスの測定時の測定部位もしくは測定姿勢などにより、比較的容易かつ短時間の間に細胞外液の分布のみが変化する可能性があることを意味している。前記の様に、細胞外液区画が生体電気インピーダンスに及ぼす影響が細胞内液区画のそれよりも大きいために、このような細胞外液の分布の変化は生体電気インピーダンス測定値の大きな変化として現れ、体水分もしくは体組成の推定に誤差を発生させる要因となる。

#### 【0032】

また被測定者の細胞外液と細胞内液の割合が、一般の人と大きく異なる場合にも体水分もしくは体組成の推定に誤差を発生させる要因となりうる。例えば一般人に比べて著しく筋肉量の多い運動選手等では、その筋肉の発達度合いに応じて細胞内液区画は一般人より大きいと考えられる。従って、運動選手等では体水分における細胞内液の割合が一般人よりも大きいと考えられるが、前記の理由により、細胞内液区画が過小評価されることになる。従って、細胞内液が過小評価されてしまい、総体水分量も過小評価されてしまうことになる。

#### 【0033】

このような問題は、特性周波数近傍における測定だけではなく、細胞外液区画と細胞内液区画が均等に評価されないような有限の周波数における生体電気インピーダンス測定による体水分、体組成の推定時に起こり得る可能性がある。

#### 【0034】

前述の特開平9-51884号公報に記載のものは、多周波数の測定信号を用

いて周波数0 H zと周波数無限大のレジスタンス値を算出し、それらの値から特定の生体電気インピーダンスを算出するものであり、この算出にはインピーダンスの円弧軌跡を求める必要があるため処理に時間を要する。ここで算出される値は測定周波数が50 k H zの時のレジスタンス値であり、この値を被験者の生体インピーダンス値として、算出自体を行うものである。この発明では、生体インピーダンス測定における呼吸の影響を低減するとしており、細胞内外液の変動が抑えることを目的とはしていない。

### 【0035】

また、前述の特許第3330951号明細書に記載のものは、生体電気インピーダンスによる人体組成を推測する上でリアクタンス値を用いるとして、ここでは体細胞量（B C M）を算出する回帰式にリアクタンス値：X c pを用いるとしている。つまり、算出する人体組成の回帰式にリアクタンス値を直接入力するものである。また、ここでは生体電気インピーダンスで測定できるものは細胞外液と体細胞量の並列電気回路として扱っており、細胞外液区画と細胞内液区画の評価を行っているものではない。

### 【0036】

本発明はこのような問題点に鑑みてなされたものであり、生体電気インピーダンスの測定による体水分、体組成等の推定時に、細胞内外液の移動による生体インピーダンスの変化を抑えるように、測定された生体電気インピーダンスを補正し、その補正された値を体水分、体組成等の推定時に用いることで、体水分、体組成等の推定をより高精度に行うこと可能とすることである。

### 【0037】

#### 【課題を解決するための手段】

本発明の体組成推定法では、所定の周波数において測定された生体電気インピーダンスのパラメータ値に含まれている細胞内外液の比率を表すパラメータを用いて、測定された生体電気インピーダンスに関するパラメータ値を補正し、その補正された生体電気インピーダンスに関するパラメータ値を基に体組成等の推定を行うことで、比較的短時間内に発生する細胞外液分布変動の影響を低減し、かつ体水分および体組成等の推定をより高精度に行う。

## 【0038】

また、本発明の体組成推定法では、前記所定の周波数が、体組成の推定を行うために生体に印加した電流の周波数であることとする。

## 【0039】

また、本発明の体組成推定法では、前記所定の周波数が、体組成の推定を行うために生体に印加した電流の周波数と異なる周波数とする。

## 【0040】

また、本発明の体組成推定法では、前記補正される生体電気インピーダンスのパラメータは、従来から体組成の推定に用いられてきた、生体電気インピーダンスの絶対値、生体電気インピーダンスベクトル値、または、生体電気インピーダンスベクトルの抵抗成分値である。

## 【0041】

また、本発明の体組成推定法では、細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパラメータにより補正された生体電気インピーダンスに関するパラメータ： $P'$  は、次の様に求められる。

$$P' = f(P, \alpha) = K \cdot P^A \cdot \alpha^B + C$$

ただし、

$f(P, \alpha)$ ：パラメータ  $P$ 、 $\alpha$  で表される補正関数

$P'$ ：補正された生体電気インピーダンスに関するパラメータ

$P$ ：測定された生体電気インピーダンスに関するパラメータ

$\alpha$ ：細胞内外液比を表す生体電気インピーダンスに関するパラメータ

$A$ 、 $B$ 、 $C$ 、 $K$ ：定数

## 【0042】

上式により求められた生体電気インピーダンスに関するパラメータに基づき、体水分、体組成等の推定をより高精度に行う。

## 【0043】

また、本発明の体組成推定法において適用される細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパラメータ： $\alpha$  は、生体電気インピーダンス測定時

に、生体へ印加される交流電流波形と測定された測定電圧波形の位相差： $\phi$  を用いて、

$$\alpha = 1 / \phi$$

および、

$$\alpha = 1 / \tan (\phi)$$

である。

#### 【0044】

また、本発明の体組成推定法においては、補正される生体電気インピーダンスに関するパラメータ自身に含まれるか、或いは、その他の周波数において測定された生体電気インピーダンスに関するパラメータに含まれるパラメータより、

$$\alpha = R / X$$

ここで、

R：生体電気インピーダンスの抵抗成分

X：生体電気インピーダンスのリアクタンス成分

である。

#### 【0045】

また、本発明の体組成推定法では、補正される生体電気インピーダンスの測定周波数に比べ高い周波数および低い周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータであるか、もしくは、そのどちらかが補正される生体電気インピーダンスに関するパラメータである生体電気インピーダンスの絶対値、または、生体電気インピーダンスの抵抗成分値より、

$$\alpha = \frac{P_{high}}{P_{low}}$$

および、

$$\alpha = \frac{P_{low}}{P_{low} - P_{high}}$$

および、

$$\alpha = \frac{P_{high}}{P_{low} - P_{high}}$$

ここで、

$P_{\text{high}}$ ：高い方の周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータ  
 $P_{\text{low}}$ ：低い方の周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータ  
 である。

#### 【0046】

また、本発明の体組成推定法では、複数の周波数による生体電気インピーダンス測定値により求められた、周波数0 Hzの時の生体電気インピーダンス値 $R_0$ 、および、周波数無限大の時の生体電気インピーダンス値 $R_{\text{inf}}$ より、

$$\alpha = R_{\text{inf}} / R_0$$

#### 【0047】

あるいは細胞外液抵抗値 $R_e$ および細胞内液抵抗値 $R_i$ より、

$$\alpha = R_i / R_e$$

である。

#### 【0048】

また、本発明の体組成測定装置では、生体に電流を印加する電流印加手段と、電圧を測定する電圧測定手段と、印加した電流と測定した電圧から測定部位の生体電気インピーダンスに関するパラメータを算出する生体電気インピーダンス算出手段とを有し、

所定の周波数において測定された生体電気インピーダンスのパラメータ値に含まれている細胞内外液の比率を表すパラメータを用いて、測定された生体電気インピーダンスに関するパラメータ値を補正し、その補正された生体電気インピーダンスに関するパラメータ値を基に体組成等の推定を行う体組成演算手段からなり、比較的短時間内に発生する細胞外液分布変動の影響を低減し、かつ体水分および体組成等の推定をより高精度に行う。

#### 【0049】

また、本発明の体組成測定装置では、前記所定の周波数が、体組成の推定を行うために生体に印加した電流の周波数であることとする。

#### 【0050】

また、本発明の体組成測定装置では、体組成の推定を行うために生体に印加し

た電流の周波数と異なる周波数とする。

### 【0051】

また、本発明の体組成測定装置では、前記補正手段で補正される生体電気インピーダンスのパラメータは、従来から体組成の推定に用いられてきた、生体電気インピーダンスの絶対値、生体電気インピーダンスベクトル値、または、生体電気インピーダンスベクトルの抵抗成分値である。

### 【0052】

また、本発明の体組成測定装置では、前記補正手段における生体インピーダンスに関するパラメータの補正が、細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパラメータにより補正された生体電気インピーダンスに関するパラメータ： $P'$ としたとき、

$$P' = f(P, \alpha) = K \cdot P^A \cdot \alpha^B + C$$

ただし、

$f(P, \alpha)$ ：パラメータ  $P$ 、 $\alpha$  で表される補正関数

$P'$ ：補正された生体電気インピーダンスに関するパラメータ

$P$ ：測定された生体電気インピーダンスに関するパラメータ

$\alpha$ ：細胞内外液比を表す生体電気インピーダンスに関するパラメータ

$A$ 、 $B$ 、 $C$ 、 $K$ ：定数

の補正式で算出され、求められた生体電気インピーダンスに関するパラメータに基づき、体水分、体組成等の推定をより高精度に行う。

### 【0053】

また、本発明の体組成測定装置において適用される細胞内外液の比率を示す生体電気インピーダンスに関するパラメータ： $\alpha$  は、生体電気インピーダンス測定時に、生体へ印加される交流電流波形と測定された測定電圧波形の位相差： $\phi$  を用いて、

$$\alpha = 1 / \phi$$

および、

$$\alpha = 1 / \tan(\phi)$$

である。

【0054】

また、本発明の体組成測定装置においては、補正される生体電気インピーダンスに関するパラメータ自身に含まれるか、或いは、その他の周波数において測定された生体電気インピーダンスに関するパラメータに含まれるパラメータより、

$$\alpha = R / X$$

ここで、

R：生体電気インピーダンスの抵抗成分

X：生体電気インピーダンスのリアクタンス成分

である。

【0055】

また、本発明の体組成測定装置では、補正される生体電気インピーダンスの測定周波数に比べ高い周波数および低い周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータであるか、もしくは、そのどちらかが補正される生体電気インピーダンスに関するパラメータである生体電気インピーダンスの絶対値、または、生体電気インピーダンスの抵抗成分値より、

$$\alpha = \frac{P_{high}}{P_{low}}$$

および、

$$\alpha = \frac{P_{low}}{P_{low} - P_{high}}$$

および、

$$\alpha = \frac{P_{high}}{P_{low} - P_{high}}$$

ここで、

P\_high：高い方の周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータ

P\_low：低い方の周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータ

である。

【0056】

また、本発明の体組成測定装置では、複数の周波数による生体電気インピーダンス測定値により求められた、周波数0 Hz の時の生体電気インピーダンス値R<sub>0</sub>、および、周波数無限大の時の生体電気インピーダンス値R<sub>inf</sub>より、

$$\alpha = R_{inf} / R_0$$

### 【0057】

あるいは細胞外液抵抗値R<sub>e</sub>および細胞内液抵抗値R<sub>i</sub>より、

$$\alpha = R_i / R_e$$

である。

### 【0058】

#### 【発明の実施の形態】

生体電気インピーダンスZを用いた体組成の推定には、一般的に測定者の身長、生体インピーダンスの絶対値|Z|および体重・性別・年齢などのパラメータから回帰式を用いて演算が行われる。この時、回帰式の重要な項として以下がある。

### 【0059】

$$\frac{L^2}{|Z|} \cdots (1)$$

ここで、

L：測定者の身長もしくは測定部位の長さ

|Z|：測定された生体電気インピーダンスの絶対値

また、この項はインピーダンスインデックスと呼ばれている。

### 【0060】

一方、測定された生体電気インピーダンスベクトルZ(ω)は、前記Cole-Col eの円弧則から次のように表される。

## 【0061】

$$Z(\omega) = R_\infty + \frac{R_0 - R_\infty}{1 + (j\omega\tau)^\beta}$$

$$= R_\infty + \frac{R_0 - R_\infty}{1 + (\omega\tau)^\beta \times \{\cos(\pi\beta/2) + j\sin(\pi\beta/2)\}}$$

ここで、

$\omega$ ：測定角周波数 ( $= 2\pi f$ 、 $f$ ：測定周波数)

$\tau$ ：円弧則の中心緩和定数

$\beta$ ：緩和時間の分布を表すパラメータ

$R_0$ ：周波数0 Hzの時の抵抗値

$R_\infty$ ：周波数が $\infty$ の時の抵抗値

## 【0062】

Cole-Coleの円弧則で表されるように、周波数をスイープしながら測定された生体電気インピーダンスベクトルは、横軸を実数成分である抵抗成分： $R$ 、および、縦軸を虚数成分である容量成分： $X$ にとる平面にプロットしていくと、そのベクトル軌跡は図3に示す円弧状の軌跡となる。ただし、この場合の虚軸成分は容量性であるため符号は負となるが、以下、便宜上正の値として扱うこととする。

## 【0063】

図3に示される、Oを原点、ベクトル軌跡と実軸との交点をAとB、円弧の頂点をC、円の中心をD、線分CDと実軸の交点をEとする。このとき、点Aは周波数無限大時の生体電気インピーダンス値を示し、点Bは周波数0 Hzにおけるそれを示しており、両者ともに虚数成分を持たず実数成分である抵抗成分のみを持つ。生体電気インピーダンス値が円弧の頂点Cとなるときの周波数が特性周波数と呼ばれ、そのときの角周波数は、

$$\omega = 1/\tau$$

である。

## 【0064】

ここで、生体電気インピーダンススペクトル値を、実軸成分（抵抗成分）：R、虚軸成分（リアクタンス成分）：Xに分解すると、

$$R = R_{\infty} + \frac{(R_0 - R_{\infty}) \times [1 + \{(\omega \tau)^{\beta}\} \times \cos(\pi \beta / 2)]}{g(\omega, \tau, \beta)}$$

$$X = \frac{(R_0 - R_{\infty}) \times \{(\omega \tau)^{\beta} \times \sin(\pi \beta / 2)\}}{g(\omega, \tau, \beta)}$$

ただし、

$$g(\omega, \tau, \beta) = 1 + 2(\omega \tau)^{\beta} \times \cos(\pi \beta / 2) + \{(\omega \tau)^{2\beta}\}$$

#### 【0065】

ここで、測定角周波数が

$$\omega = 1 / \tau$$

のとき、すなわち、被測定対象の特性周波数の場合を考えると、上記、RおよびXは、

$$R = \frac{R_0 + R_{\infty}}{2}$$

$$X = \frac{R_0 - R_{\infty}}{2} \times \frac{\sin(\pi \beta / 2)}{1 + \cos(\pi \beta / 2)}$$

$$= \frac{R_0 - R_{\infty}}{2} \times \tan(\pi \beta / 4)$$

となり、このときのRおよびXの値はそれぞれ、図3に示される原点と点Eとの距離および点Eと点Cの間の距離を表している。

#### 【0066】

以上のことから、生体電気インピーダンスの絶対値：|Z|とその実軸成分である抵抗成分：Rは、それらに含まれるパラメータに差はあるものの、どちらも体水分、体組成等の推定が可能であることがわかる。

#### 【0067】

従って、前記インピーダンスインデックス

$$\frac{L^2}{|Z|} \cdots (1)$$

と同様に、

$$\frac{L^2}{R} \cdots (1)$$

による体水分、体組成等の推定が可能であることがわかる。以下この項をレジスタンスインデックスと呼ぶこととする。

#### 【0068】

このインピーダンスインデックスおよびレジスタンスインデックスは、生体中の体水分除脂肪量および筋肉量などと有意な相関関係を持ち、それらの推定に重要な項である。また、脂肪量や脂肪率などの推定にも重要な項である。

#### 【0069】

しかしながら、どちらにおいても特性周波数近傍の周波数における生体電気インピーダンス測定においては、前記細胞内液区画の過小評価および細胞外液分布の変化による影響が発生し、また、その他の有限な周波数における生体電気インピーダンス測定でもそれらの影響が発生する可能性がある。

#### 【0070】

また、この誤差は生体の特定部位の抵抗成分より全身の体組成を推定する場合は、特に大きな影響を及ぼすことになる。

#### 【0071】

本発明では、生体電気インピーダンス測定により得られる生体電気インピーダンスの絶対値：|Z|または抵抗成分：Rに反映されていない要素、すなわち、過小評価された細胞内液区画の情報を用いて測定された生体電気インピーダンスの絶対値：|Z|または抵抗成分：Rを補正し、その補正された生体電気インピーダンスの絶対値：|Z'|または抵抗成分：R'を用いたインピーダンスインデックスまたはレジスタンスインデックスにより体水分、体組成等を推定する方法、および、補正された生体電気インピーダンスの絶対値：|Z'|または抵抗

成分：R'を用いた体水分、体組成等を推定する装置を提供する。

【0072】

以下の本発明に関する説明は、生体電気インピーダンススペクトルの実軸成分である抵抗成分：Rによるレジスタンスインデックスを用いてすすめることとする。

【0073】

一般に、インピーダンススペクトル： $z(\omega)$ は、抵抗成分：rおよびリアクタンス成分：xを用いて表され、

$$Z(\omega) = r + jx(\omega)$$

【0074】

さらに、インピーダンススペクトルの絶対値  $|z(\omega)|$  および位相角： $\phi$ を用いると、

$$r = |z(\omega)| \cos \phi$$

$$x = |z(\omega)| \sin \phi$$

$$\tan(\phi) = x/r$$

の関係がある。

【0075】

また、前述したよう抵抗成分：Rおよびリアクタンス成分：Xは、

$$R = \frac{R_0 + R_\infty}{2}$$

$$X = \frac{R_0 - R_\infty}{2} \times \tan(\pi \beta / 4)$$

であるから、

$$\frac{X}{R} = \tan(\pi \beta / 4) \times \frac{R_0 - R_\infty}{R_0 + R_\infty}$$

【0076】

ここで、

$$R_0 = R_e$$

$$R_\infty = R_e R_i / (R_e + R_i)$$

であることから、

$$\frac{X}{R} = \tan(\pi \beta / 4) \times \frac{R_e}{R_e + 2R_i}$$

$$= \frac{\tan(\pi \beta / 4)}{1 + 2R_i / R_e}$$

### 【0077】

よって、

$$\frac{R}{X} = (1 + 2R_i / R_e) \cot(\pi \beta / 4)$$

となり、この式中の  $R_i / R_e$  が細胞内液区画と細胞外液区画の相対的な情報を表している。以下この  $R_i / R_e$  を細胞内外液区画比と呼ぶこととする。

### 【0078】

この細胞内外液区画比は、生体電気インピーダンスを測定する部位におけるそれぞれの区画の状態が反映されている。細胞内液区画が大きい場合、すなわち、筋肉の発達した運動選手では細胞内外液区画比は小さく、細胞内液区画が小さいほど大きな値となり、また、細胞外液区画が大きい場合には細胞内外液区画比は大きく、細胞外液区画が小さい場合には小さくなる。

### 【0079】

しかし、一般的な状況下において生体の細胞内液区画は短時間に変化するとは考えられず、細胞内液区画の変化はトレーニングおよび加齢などにより長期間にわたり徐々に変化していくと考えられるため、限られた期間内では一定であると考えてよいが、細胞外液区画に関しては前記の様に、細胞外液の分布が一様である状態からごく短時間に変動することがあるため、細胞外液区画が急激に変化する場合がある。

### 【0080】

本発明では、前記細胞内外液区画比を含む生体電気インピーダンスに関するパラメータを用いて、測定された生体電気インピーダンスに関するパラメータである生体電気インピーダンスの絶対値、或いは、生体電気インピーダンスの抵抗成分を次式により補正する。ただし、以下細胞内外区画比と細胞内外液の比は同義

であり、区別しない。

【0081】

$$P' = f(P, \alpha) = K \cdot P^A \cdot \alpha^B + C$$

ただし、

$f(P, \alpha)$  : パラメータ  $P, \alpha$  で表される補正関数

$P'$  : 補正された生体電気インピーダンスに関するパラメータ

$P$  : 測定された生体電気インピーダンスに関するパラメータ

$\alpha$  : 細胞内外液比を表す生体電気インピーダンスに関するパラメータ

$A, B, C, K$  : 定数

【0082】

さらに、補正された生体電気インピーダンスに関するパラメータ値を用いて、前記インピーダンスインデックス、或いは、レジスタンスインデックスを算出し、それを基に体水分および体組成を推定する。

【0083】

生体電気インピーダンスに関するパラメータを補正するための細胞内外液区画比を有したパラメータとしては、このときの生体電気インピーダンスの位相角を  $\phi$  とするとき、

$$R/X = \cot(\phi)$$

であり、一般に生体電気インピーダンスの位相角が10度より少ないと考えると、

$$\cot(\phi) \approx 1/\phi$$

と考えてよいので、

$$\cot(\phi)$$

および

$$1/\phi$$

【0084】

複数の周波数による生体電気インピーダンス測定の結果より算出された細胞外液抵抗値：  $R_e$  および細胞内液抵抗値：  $R_i$  より

R<sub>i</sub> / R<sub>e</sub>

## 【0085】

複数の周波数による生体電気インピーダンス測定の結果より算出された周波数  
0 Hz のときの生体電気インピーダンス：R<sub>0</sub> および周波数無限大のときの生体  
電気インピーダンス：R<sub>∞</sub> より

R<sub>inf</sub> / R<sub>0</sub>

∴

$$\begin{aligned}\frac{R_{\text{inf}}}{R_0} &= \frac{R_e R_i / (R_e + R_i)}{R_e} \\ &= \frac{1}{1 + R_i / R_e}\end{aligned}$$

R<sub>0</sub> / (R<sub>0</sub> - R<sub>inf</sub>)

∴

$$\frac{R_0}{R_0 - R_{\text{inf}}} = 1 + R_i / R_e$$

R<sub>inf</sub> / (R<sub>0</sub> - R<sub>inf</sub>)

∴

$$\frac{R_{\text{inf}}}{R_0 - R_{\text{inf}}} = R_i / R_e$$

## 【0086】

補正される生体電気インピーダンスに関するパラメータの測定周波数に比べ高  
い周波数および低い周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータ  
であるか、もしくは、そのどちらかが補正される生体電気インピーダンスに関する  
パラメータである生体電気インピーダンスベクトルの絶対値 |Z|、または、  
生体電気インピーダンスベクトルの抵抗成分；R を用いて上式の R<sub>0</sub> および R<sub>inf</sub> を近似した場合、または、いずれかを近似した場合、

$$\frac{P_{\text{high}}}{P_{\text{low}}}$$

$$\frac{P_{low}}{P_{low} - P_{high}}$$

$$\frac{P_{high}}{P_{low} - P_{high}}$$

ただし、

$P_{high}$ ：高い方の周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータ

$P_{low}$ ：低い方の周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータである。

#### 【0087】

##### 【実施例】

本発明による生体電気インピーダンス測定法の有効性および生体インピーダンス測定装置の実施例を図面に基づき説明する。

#### 【0088】

本発明による生体電気インピーダンス測定法の有効性を検証するために、本発明者は生体電気インピーダンスを用いて、本生体電気インピーダンス測定方法による補正前後における結果の違いを検証するための実験を行った。測定電流周波数は特性周波数近傍である 50 kHz の交流信号。生体電気インピーダンス測定電流を流す生体の部位および電位差を検出する生体の部位は両足間である。

#### 【0089】

この検証実験では、体組成の推定において最も重要な要素であるインピーダンスインデックスである（1）式に、測定されたインピーダンス値の絶対値を単純に代入した結果、及び次に示す（2）式を適用して測定された生体電気インピーダンスの絶対値を補正し、その値をインピーダンスインデックスである（1）式に代入した結果を示す。ここでは前者を補正前、後者を補正後と定義する。

#### 【0090】

細胞内外液比を示すパラメータとして  $R/X$  を用い、測定された生体電気インピーダンスの絶対値  $P$  を次式で補正を行った。

$$P' = f(P, R, X) = K_1 (P)^{A_1} \left( \frac{R}{X} \right)^{B_1} + C_1 \cdots (2)$$

ただし

R：生体電気インピーダンスの実軸成分（抵抗成分）

X：生体電気インピーダンスの虚軸成分（リアクタンス成分）

A<sub>1</sub>, B<sub>1</sub>, C<sub>1</sub>, K<sub>1</sub>：定数

#### 【0091】

図4及び図5には、横軸に二重エネルギーX線吸収測定（DEXA）による除脂肪量、縦軸はインピーダンスインデックスにより求められた補正前及び補正後の値のそれぞれを、それぞれの最大値で正規化したものであり、○点は補正前を、×点は補正後を表す。また、図4は一般人における補正前及び補正後の値を示し、図5は運動選手（以下、アスリートと記述）における補正前及び補正後の値を示している。

#### 【0092】

図4の一般人のデータを見ると、補正前および補正後の結果を比べてみても殆ど差異は見られない。これは、補正式のパラメータを一般人のデータに合わせて作成したためであるが、補正前および補正後のデータ間に差異が見られないことは、一般的な細胞内外区画比を持つ不特定多数の被測定者についての適用が可能なことを示す。

#### 【0093】

次に、図5のアスリートのデータであるが、図4の一般人における結果と比較すると、明らかな違いがあり、補正前の生体電気インピーダンスの絶対値により算出された値が全体的に低く、除脂肪量を過小評価しているのがわかる。また、DEXA測定による除脂肪量が多いほど顕著になる傾向が見られる。これは、本発明で説明したところの、生体電気インピーダンス測定値に関して細胞外液区画と細胞内液区画が寄与する度合いが違うことに起因する。本発明による補正を行うことで、アスリートにおける除脂肪量の過小評価の傾向が改善され、本来の除脂肪量に近い値が算出されていることがわかる。従って、本発明による補正は、

細胞内外区画比が一般人のそれと大きく違っている場合でも、推定値をより真の値に近くすることができる。

#### 【0094】

以上が、被測定対象が定常状態あるいはそれに近い状態においての本発明の適用に関する検証の結果である。

#### 【0095】

次に、被測定対象の細胞外液区画が変化した場合の検証を行う。これは、比較的短時間に、本発明で説明した、細胞外液の分布が変動した場合に相当するもので、図6はある個人の生体電気インピーダンスの変化を1日数回の測定を4日間にわたり行い、本発明の補正を行う前と補正後の値により算出したデータを時系列に示したグラフである。

#### 【0096】

横軸に時間、縦軸には補正前・補正後の最初の値をそれぞれ100とした時の変化率である。また○点は補正前を表し、×点は補正後を表す。

#### 【0097】

補正前のグラフの変動が示す意味は、1日の中で生体電気インピーダンス測定値が変化するということである。原因是、起床直後はそれまで身体が横たわっていたため水分の分布は一様であり、下肢には水分が少ないため測定される生体電気インピーダンスは高い値となり、起床後に通常の生活をすることで、重力の影響による細胞外液の移動が起こり、この検証実験で生体電気インピーダンスを測定している部位である下肢の細胞外液は増加することになり、従って、その生体電気インピーダンスは低い値となる。この補正前の生体電気インピーダンスの絶対値を前記の検証実験と同様にインピーダンスインデックスに代入した結果が、補正前のグラフの変動となる。一方、補正後のグラフを見ると、細胞外液の移動に起因すると思われる変動は殆ど現れない。このように、本発明で説明する補正を、測定された生体電気インピーダンスの絶対値に対して行い、その結果を基に体組成の推定を行うことにより、細胞外液の変動による影響を低減することができる、日内変動と呼ばれる一日の中での算出される体水分および体組成等の変動をかなり低く抑えることができるものである。

**【0098】**

次に本発明の生体電気インピーダンス測定法を用いた体組成測定装置の実施例を説明する。

**【0099】**

図7は体組成測定装置の外観図、図8はその電気的接続を示すブロック図である。

**【0100】**

図7は、本発明の一実施例である体組成測定装置の外観斜視図であり、測定装置1は概略L型の形状をしている。下部に体重計2を設け、この体重計2は、公知のものであり、被験者の体重を測定するために載る載台面2aに被験者の左右の足の底面が接する電極部3、4を設けてある。この電極部3、4は、電流を流すための電流供給電極3a、4aと、電圧を測定する電圧測定電極3b、4bとから構成される。

**【0101】**

また測定装置1の上面には、操作ボックス5が設けられている。この操作ボックス5には、電源スイッチや数値キーといった複数のキーからなり、各種の身体情報の入力を行う入力手段である入力装置6、測定結果を表示するLCDからなる表示手段である表示装置7、測定結果を用紙に印刷して排出する印刷装置8が設けられている。

**【0102】**

更に操作ボックス5には、手用の電極グリップ13、14がコード15、16を介して接続されている。この手用の電極グリップ13、14にも電流を流すための電流供給電極13a、14aと、電圧を測定する電圧測定電極13b、14bが設けられている。手用の電極グリップ13、14は測定時以外は、操作ボックス5の左右両側に設けられたフック17に掛けられる。

**【0103】**

図8は、測定装置1の内部電気的ブロック図である。電流印加手段および電圧測定手段であり、左右の手足に接する電極3a、3b、4a、4b、13a、13b、14a、14bの8電極が電極切替装置20に接続されている。この電極

切替装置20は、電流供給装置21と、電圧測定装置22とを介して制御手段である演算制御装置23に接続される。この演算制御装置23はマイクロコンピュータ（CPU）を備え、印加電流と測定電圧から生体電気インピーダンスを算出する生体電気インピーダンス算出手段であり、また算出された生体電気インピーダンスの補正を行う補正手段でもある。更には生体の組成に関する指標を算出する体組成算出手段でもあり、他にも各種の演算や制御を行うものである。各種データ等を記憶する記憶手段であるメモリあるいはレジスタからなる記憶装置24、被験者の体重を測定する体重測定装置26を接続している。また、入力装置6と表示装置7と印刷装置8とを接続している。電源装置28は演算制御装置23やその他の各装置に電力を供給するものである。

#### 【0104】

次に体組成測定装置の動作について説明する。

#### 【0105】

図9は、体組成測定装置1の動作を示すフローチャートである。

#### 【0106】

入力装置6の電源スイッチが押されると（ステップS1）、装置が初期化される（ステップS2）。ここで次のスイッチの入力を受け付ける待機状態となる（ステップS3）。ここで入力装置6の数値キーが押されると（ステップS4）、対応する番号に基づく記憶装置24内のメモリエリアに個人パラメータに関するデータが記憶されているかが確認される（ステップS5）。

#### 【0107】

個人パラメータが記憶されている場合には、記憶装置24から個人パラメータを読み出し、表示装置7に表示し、ここで変更キーが押されているかを確認する（ステップS6）。

#### 【0108】

ステップS4で個人パラメータが記憶されていない、又はステップS5で変更キーが押された場合には、個人パラメータの入力状態となる。利用者は入力装置6の数値キーを用いて身長、年齢、性別といった個人パラメータを入力する（ステップS7）。

## 【0109】

個人パラメータが入力されると体重測定を行う（ステップS8）。利用者は体重計2に載ると、体重測定装置26は荷重を検知してその重量を測定する。

## 【0110】

続いて生体電気インピーダンスの測定が行われる（ステップS9）。

## 【0111】

右手左手間の生体電気インピーダンスを測定する。演算制御装置23からの信号で電極切替装置20が切替ることにより、電極13a、14a間に電流供給装置21から交流電流が供給され、電極13b、14bで電圧測定装置22により電圧が測定される。この時、印加電流を基準抵抗に流した時に生じる電圧波形と、生体の測定部位における測定電圧の交流波形から位相のずれ（位相差）を求め、この位相差と測定された生体電気インピーダンスの絶対値：Pから生体電気インピーダンス値の補正を行う。図2に示すよう生体内の細胞膜が容量成分を有することにより位相差は生じるが、その大きさは生体モデルの等価回路が細胞外液抵抗と細胞内液抵抗の並列回路として表せることから解るように、細胞内外液の比によって異なるものである。尚、補正する生体電気インピーダンスに関するパラメータの算出は、細胞内外液比のパラメータとして $1/\phi$ を用い、次に示す（3）式によって生体電気インピーダンスの補正值：P'を算出する（ステップS10）。

## 【0112】

$$P' = f(P, \phi) = K_2(P)^{A_2} \left( \frac{1}{\phi} \right)^{B_2} + C_2 \cdots (3)$$

ただし

$\phi$ ：位相差

A<sub>2</sub>，B<sub>2</sub>，C<sub>2</sub>，K<sub>2</sub>：定数

## 【0113】

以下同様に、右足左足間を測定するもので、電極3a、4a間に電流を流し、電極3b、4b間で電圧を測定する。

**【0114】**

更に体幹間を測定するもので、電極14a、4a間に電流を流し、電極13b、3b間で電圧を測定する。

**【0115】**

各部位の生体電気インピーダンス測定が終了すると、被験者の体組成の算出を行なうが、体組成の算出には、それぞれ補正した生体電気インピーダンス値：P'を用いて行なう。

**【0116】**

この補正された生体電気インピーダンス値と、設定・記憶されている個人パラメータ及び測定された体重値を用いて体組成の演算を行う（ステップS11）。ここで算出される体組成とは体脂肪率、体水分量、筋肉量といった生体電気インピーダンス値と身長、体重などの身体パラメータから推定可能なものであり、それらの算出については既に公知な技術であるため、ここでは説明を省略する。

**【0117】**

算出された体組成に関する結果は、表示装置7に表示される（ステップS12）。その後、ステップS3の待機状態へ戻り、キーの入力待機状態となる。

**【0118】**

ステップS4で個人キーが押されていない場合には、電源スイッチが押されているかを判断し（ステップS13）、ここで押されている場合には電源はオフとなり、全ての動作は終了する（ステップS14）。

**【0119】**

尚、この装置では、生体電気インピーダンスの測定部位を両手を含む上半身、両足を含む下半身、体幹部として説明したが、本発明の生体電気インピーダンス測定法は、特定の部位における測定に限られるものではなく、あらゆる生体の部位における生体電気インピーダンス測定に適用することが可能である。

**【0120】**

上記実施例では、位相差に関するパラメータを用いたが、その他のパラメータに関する例を以下に挙げる。

**【0121】**

2つの測定周波数における $f_{high}$ と $f_{high}$ よりも十分低い測定周波数 $f_{low}$ を考える。

$f_{high}$ が細胞内外液を通過する十分高い周波数であればその抵抗成分 $R f_{high}$ は総体水分を評価するパラメータとなりうる。また、 $f_{high}$ よりも十分に低い $f_{low}$ は、 $f_{high}$ に比べ細胞外液を大きく評価する。従って $R f_{high}$ から見た場合、 $R f_{low}$ は細胞外液を評価するパラメータと見ることができる。

#### 【0122】

よってそれぞれの周波数における抵抗成分 $R f_{high}$ ／ $R f_{low}$ は細胞外液と総体水分の比を示す生体パラメータとなりえる。

#### 【0123】

このパラメータがどのように変動するかをアスリートと一般人で考えてみる。  
アスリート→筋肉が多い→細胞外液量／体水分量が小→ $R f_{high}$ ／ $R f_{low}$ が小  
一般人→筋肉が少ない→細胞外液量／体水分量が大→ $R f_{high}$ ／ $R f_{low}$ が大

#### 【0124】

従ってこのパラメータを抵抗成分 $R$ に乘ずるということは、総体水分量に占める細胞外液量の割合が小さいほど抵抗成分 $R$ を小さくすることになり、即ち筋肉の多いほど体水分が多いと評価される。

#### 【0125】

また、個人の細胞外液の変動で考えたとき、細胞内液は変化しないと仮定すると、

細胞外液 減（抵抗成分 $R$  増）→細胞外液量／体水分量が小→ $R f_{high}$ ／ $R f_{low}$ が減

細胞外液 増（抵抗成分 $R$  減）→細胞外液量／体水分量が大→ $R f_{high}$ ／ $R f_{low}$ が増

#### 【0126】

よって、このパラメータ $R f_{high}$ ／ $R f_{low}$ は細胞外液の増減による抵抗成分 $R$ の増減と逆方向に働くパラメータである。ここでは生体電気インピーダンスベクトルの抵抗成分として説明したが、生体電気インピーダンスの絶対値 $|Z|$ を含む生体電気インピーダンスに関するパラメータ $P$ に置き換えると、その補正さ

れる生体電気インピーダンスに関するパラメータ  $P'$  は以下のように定義できる

【0127】

$$P' = K_3(P)^{A_3} \left( \frac{P_{f\_high}}{P_{f\_low}} \right)^{B_3} + C_3$$

ただし

$P_{f\_high}$ ：高い方の周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータ

$P_{f\_low}$ ：低い方の周波数における生体電気インピーダンスに関するパラメータ

$A_3, B_3, C_3, K_3$ ：定数

【0128】

また、個人の細胞内外液比を反映する別の生体パラメータを挙げる。

【0129】

多周波数法によるCole-Coleの円弧則より、細胞外液を示す  $R_e$ 、体水分を示す  $R_{inf}$ 、  $R_e$  と  $R_{inf}$  により細胞外液を示す  $R_i$  などの生体の水分量に関する抵抗値を求めることができる。多周波数の測定信号によるそれらレジスタンス値： $R_0$ 、  $R_{inf}$  の算出は、前述の特開平9-51884号公報に記載されているので説明を省略する。

【0130】

これらの抵抗値は細胞外液量、総体水分量、細胞内液量を表しているため、前述まで例と同様のことが言える。

【0131】

よって  $R_{inf}/R_e$  と  $R_i/R_e$  は前述までの例と同様の働きをするパラメータである。従って、

$$P' = K_4(P)^{A_4} \left( \frac{R_{inf}}{R_e} \right)^{B_4} + C_4$$

$$P' = K_5 (P)^{A_5} \left( \frac{R_i}{R_e} \right)^{B_5} + C_5$$

ただし、

A<sub>n</sub>, B<sub>n</sub>, C<sub>n</sub>, K<sub>n</sub> : 定数

といった補正であっても、同様に生体インピーダンスの測定精度の向上が見込めると考えられる。

### 【0132】

以上、本発明の実施例を説明したが、本発明は測定された生体電気インピーダンスにおいて、細胞内外液比の変動によって変化する分を、それに関するパラメータを用いて補正するものであり、ここに挙げたパラメータに限るものではない。例えば、前記補正パラメータは複数個の組み合わせが可能であり、次のような補正も可能である。

$$P' = f(P, \alpha, \beta \dots) = K1 \cdot P^A \cdot \alpha^B \cdot \beta^C \dots + K3$$

または、

$$P' = f(P, \alpha, \beta \dots) = K1 \cdot P^A \cdot (K11 \alpha^B + K12 \beta^C + \dots + K2) + K3$$

ただし、

f (P, α, β ...) : パラメータ P, α, β で表される補正関数

P' : 補正された生体電気インピーダンスに関するパラメータ

P : 補正された生体電気インピーダンスに関するパラメータ

α, β, ... : 細胞内外液の比を表す生体電気インピーダンスに関するパラメータ

A, B, C : 生体に整合させるためのパラメータ (定数)

K1, K2, K3 : 定数

K11, K12, ... : 定数

### 【0133】

また、本発明の体組成推定法及び体組成測定装置の説明では、補正される生体

電気インピーダンスに関するパラメータとして、生体電気インピーダンスベクトルの絶対値  $|Z|$ 、または、生体電気インピーダンスベクトルの抵抗成分：R を用いているが、生体電気インピーダンスに関するパラメータがそれ以外の場合でも細胞内外液区画比を有するパラメータを用いて補正を行う本発明を適用することは可能である。

#### 【0134】

また、本発明の体組成推定法及び体組成測定装置の説明では、両手用の電極と両足用の電極を用いて、両手間、両足間、体幹部の生体電気インピーダンスに関するパラメータを補正するものとして説明したが、これに限らず、片手や片足、右半身や左半身といった特定の部位における生体電気インピーダンスの測定を行い、その生体電気インピーダンスに関するパラメータを補正する構成としても構わず、生体電気インピーダンスの測定部位を限定することはない。

#### 【0135】

##### 【発明の効果】

本発明の体組成推定法及び体組成測定装置であれば、細胞内外液の比率を示すパラメータを用いて生体電気インピーダンスに関するパラメータの補正を行うので、ある体水分の分布状態を標準としたときにおける細胞外液の変動によるインピーダンスの変化を抑えることができる。これは日内変動と呼ばれる生体電気インピーダンスの変化を抑えることが可能なことを示し、算出される生体電気インピーダンスに関するパラメータの値は、細胞内外液の変動の影響を受けない値となり、それを基に算出される体組成はより高精度に算出される。

#### 【0136】

また、本発明の体組成推定法及び体組成測定装置であれば、細胞内外液の比率を示すパラメータとして位相差を用いる場合には、印加する電流波形と測定された電圧波形から簡単に位相差を算出可能であり、生体電気インピーダンスの補正も簡単に行うことが可能である。

##### 【図面の簡単な説明】

##### 【図1】

人体を円柱として考えた時の模式図。

**【図2】**

組織内細胞の電気的等価回路を表す図。

**【図3】**

人体の生体電気インピーダンスのベクトル軌跡を表す図。

**【図4】**

本発明の生体電気インピーダンス補正式において補正を行った時と行わない時的一般人における除脂肪量の算出における関係を示すグラフ。

**【図5】**

本発明の生体電気インピーダンス補正式において補正を行った時と行わない時のアスリートにおける除脂肪量の算出における関係を示すグラフ。

**【図6】**

本発明の生体電気インピーダンス補正式において補正を行った時と行わない時の生体電気インピーダンスの時系列変化を示すグラフ。

**【図7】**

本発明の一実施例である体組成測定装置の外観斜視図。

**【図8】**

本発明の一実施例である体組成測定装置の内部ブロック図。

**【図9】**

本発明の一実施例である体組成測定装置のフロー図。

**【符号の説明】**

- 1 体組成測定装置
- 2 体重計
- 3 a、4 a、13 a、14 a 電流供給電極
- 3 b、4 b、13 b、14 b 電圧測定電極
- 5 操作ボックス
- 6 入力装置
- 7 表示装置
- 8 印刷装置

13、14 電極グリップ

15、16 コード

17 フック

20 電極切替装置

21 電流供給装置

22 電圧測定装置

23 演算制御装置

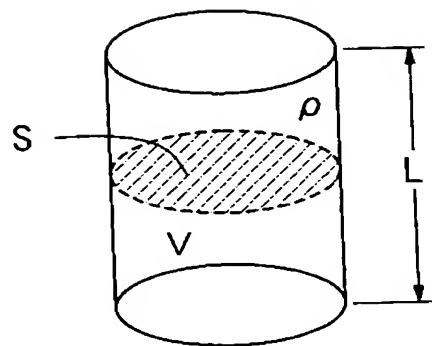
24 記憶装置

26 体重測定装置

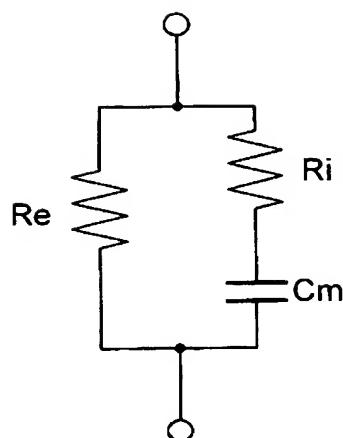
28 電源装置

【書類名】 図面

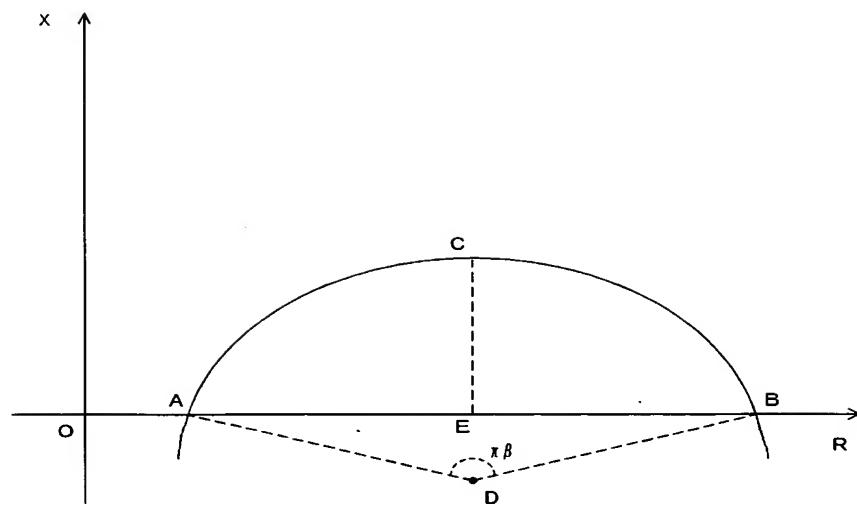
【図1】



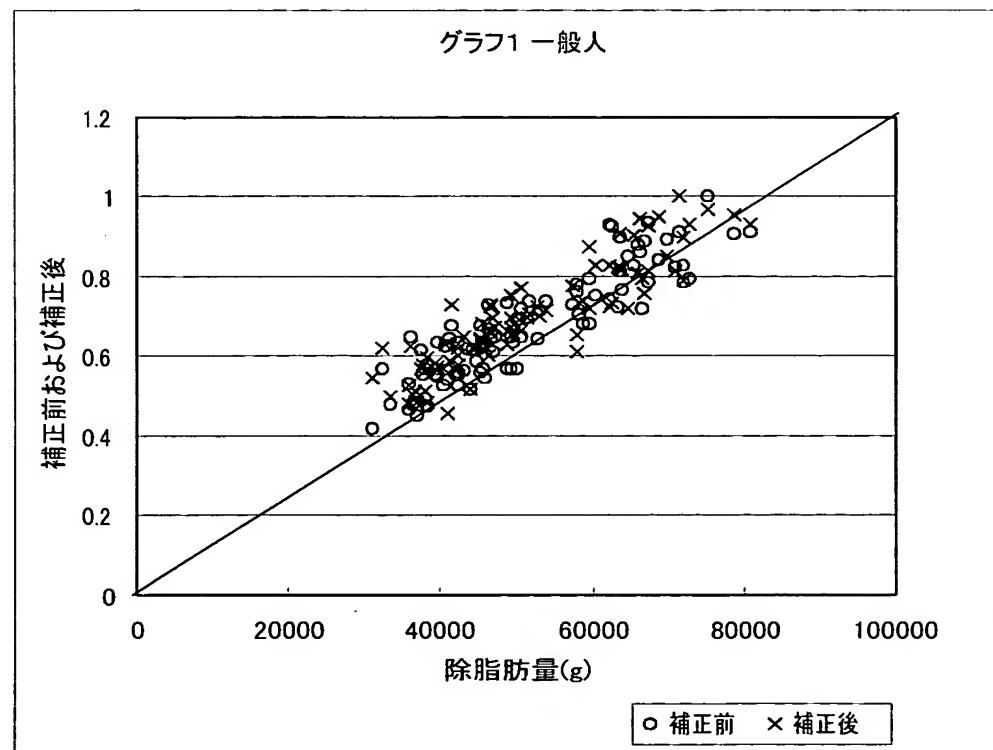
【図2】



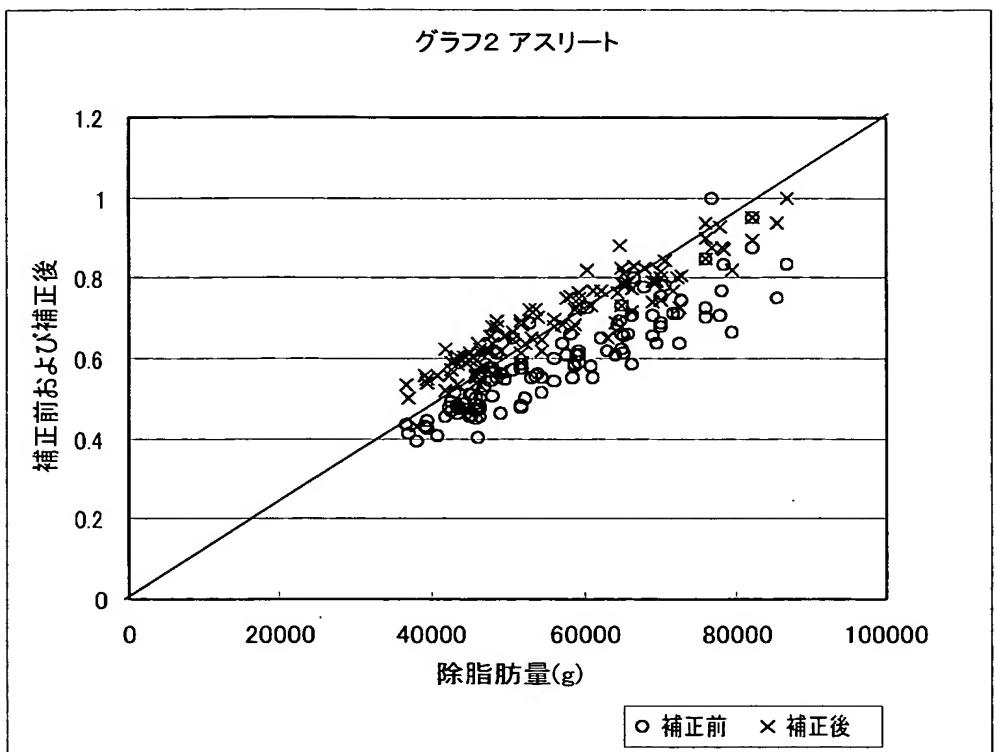
【図3】



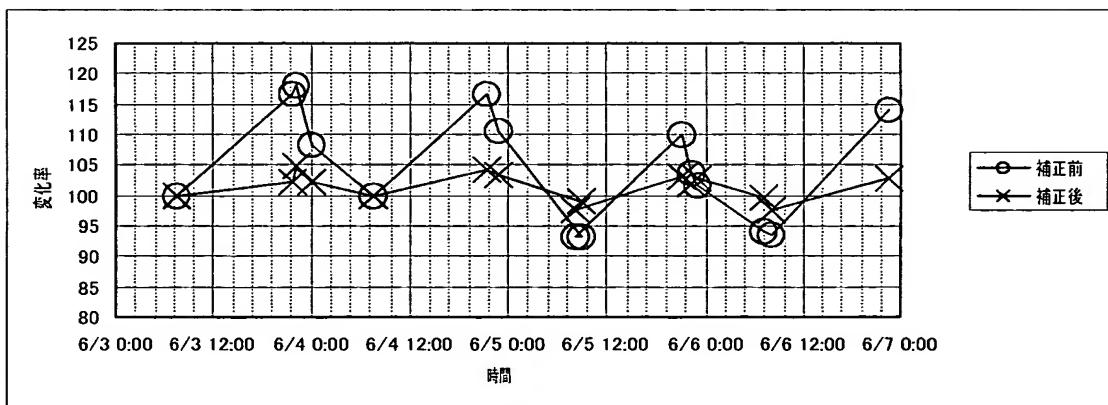
【図4】



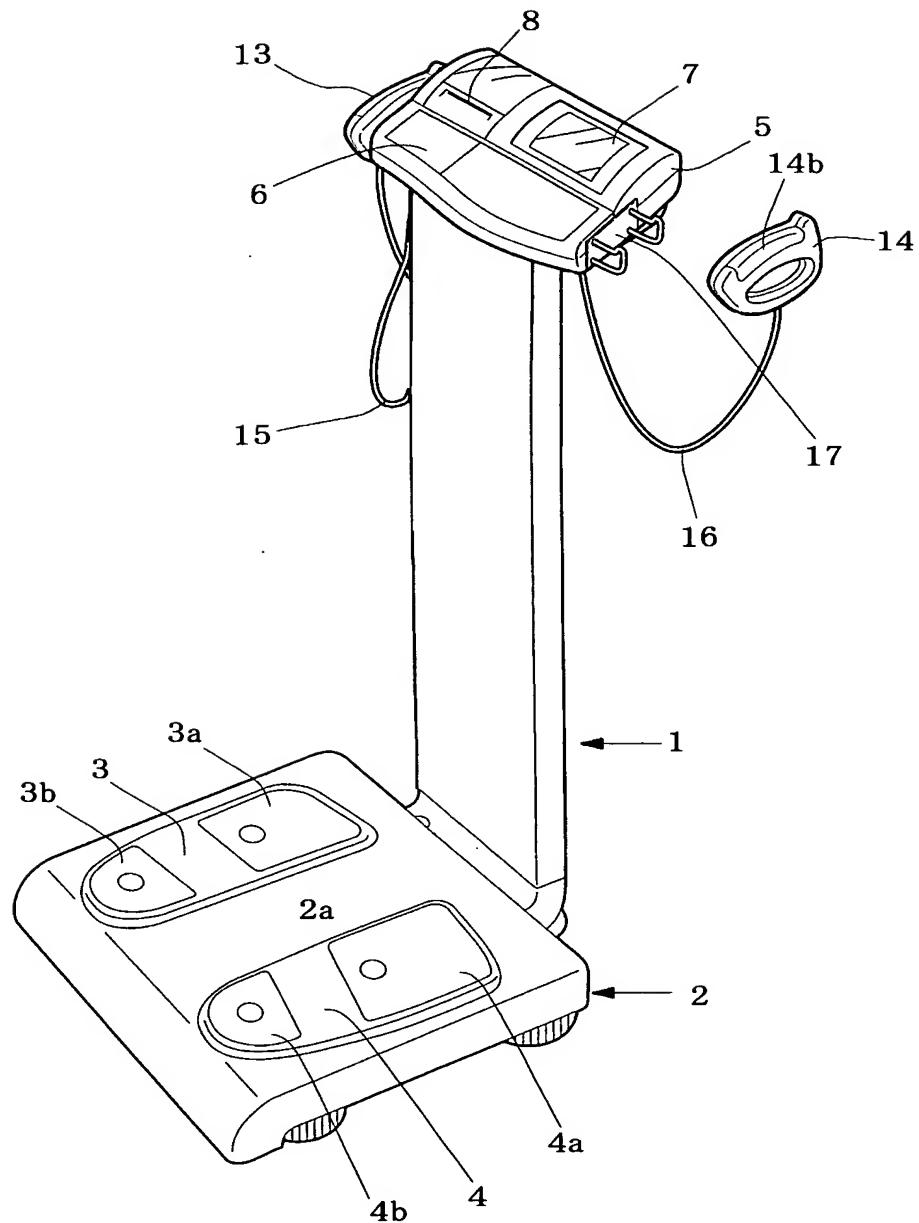
【図5】



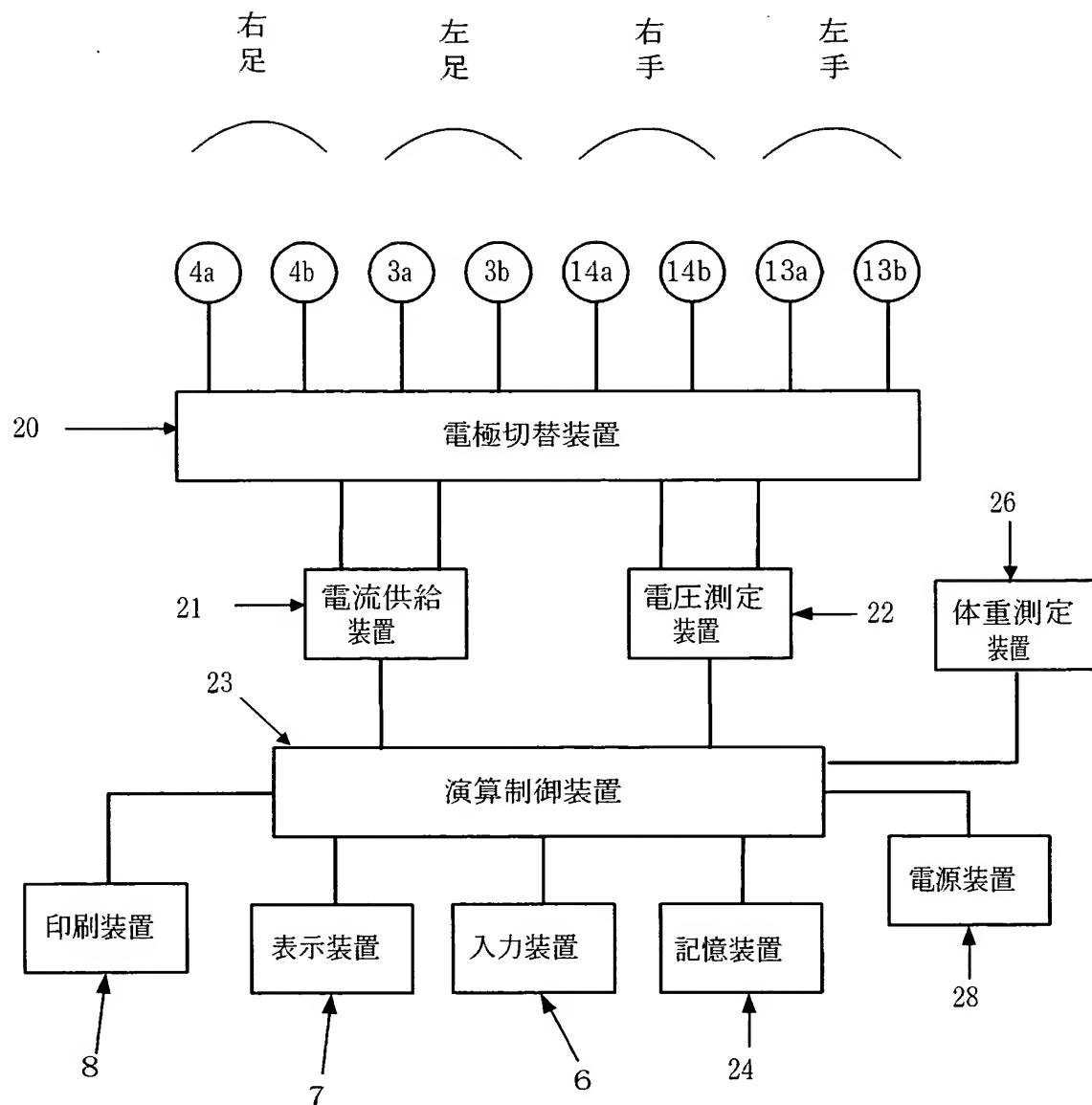
【図6】



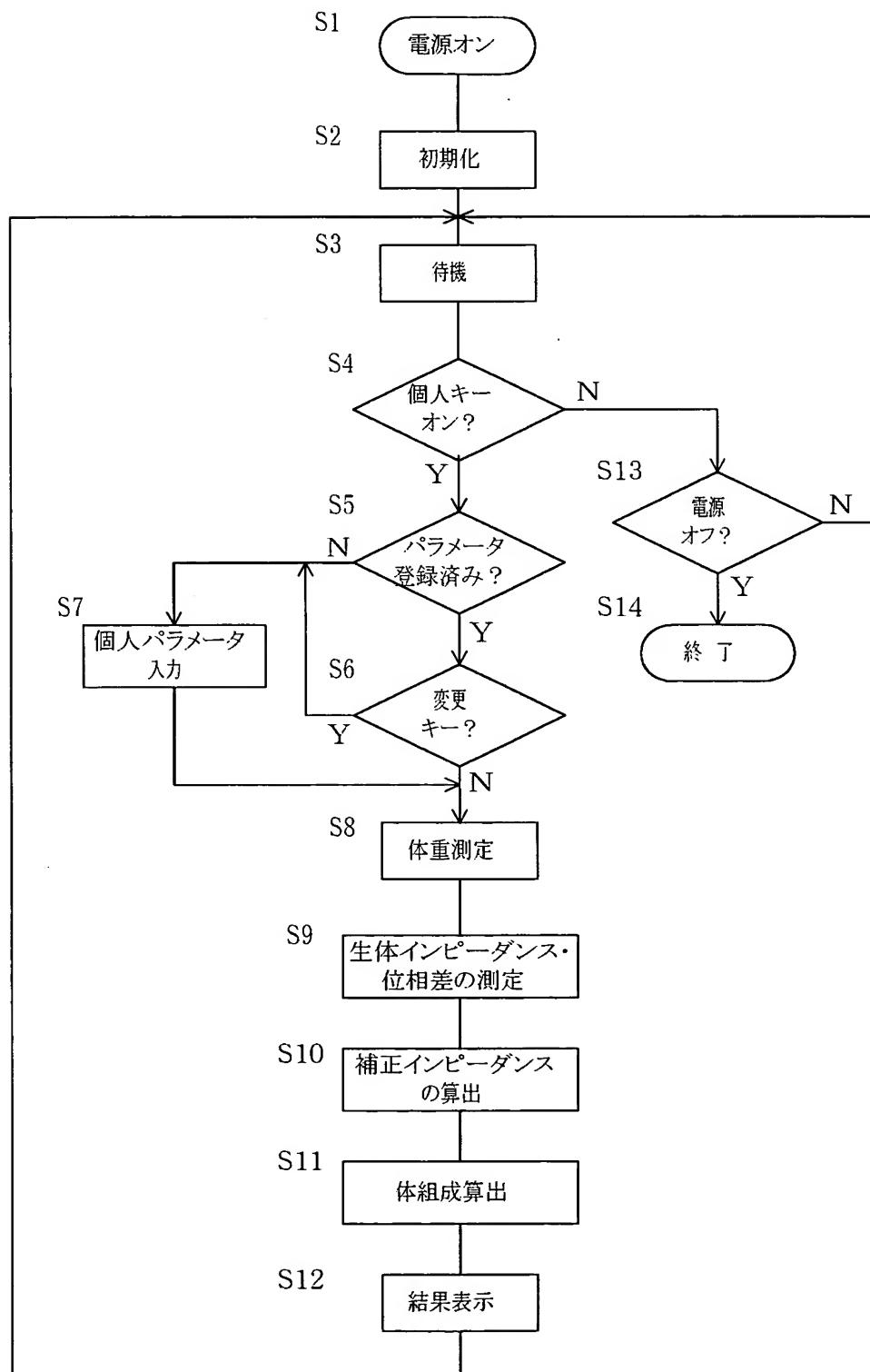
【図7】



【図8】



【図9】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 生体電気インピーダンスの測定による体水分、体組成等の推定時に、細胞内外液の移動による生体インピーダンスの変化を抑えて、高精度に体組成の推定を行うこと。

【解決手段】 ある周波数において測定された生体電気インピーダンスに関するパラメータ値それ自身に含まれているか、或いは、その他の周波数において測定された生体電気インピーダンスに関するパラメータ値に含まれている細胞内外液の比率を表すパラメータを用いて、測定された生体電気インピーダンスに関するパラメータ値を補正し、その補正された生体電気インピーダンスに関するパラメータ値を基に体組成等の推定を行うこととし、また、補正される生体電気インピーダンスに関するパラメータは、生体電気インピーダンスの絶対値、生体電気インピーダンスベクトル値、または、生体電気インピーダンスベクトルの抵抗成分値である。

【選択図】 図 9

## 認定・付加情報

特許出願の番号	特願2003-052257
受付番号	50300325632
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成15年 3月 3日

## &lt;認定情報・付加情報&gt;

【提出日】	平成15年 2月28日
-------	-------------

次頁無

出証特2003-3104562

特願 2003-052257

出願人履歴情報

識別番号 [000133179]

1. 変更年月日 1990年 8月 7日

[変更理由] 新規登録

住 所 東京都板橋区前野町1丁目14番2号  
氏 名 株式会社タニタ